

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG ÜBER DAS
ELASTISCHE VERHALTEN UND DIE MAXIMALE
RISSFESTIGKEIT MENSCHLICHER ACHILLES-
SEHNEN BEI STATISCHER BELASTUNG

DR. MED. ERNST RAINER STEGER

MÜNCHEN 1973

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. G. Heberer

Experimentelle Untersuchung über das
elastische Verhalten und die maximale
Rißfestigkeit menschlicher Achilles -
sehnen bei statischer Belastung

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in
der Zahnheilkunde verfaßt und einer
Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig- Maximilians - Universität zu
München

vorgelegt von

Dr. med. Ernst Rainer Steger
aus

Mühldorf /Inn

München 1973

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität
München

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. K. Wilhelm

Mitberichterstatter: Prof. Dr. G. Heberer

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 20.11.1973



In Dankbarkeit für meine Eltern

Einleitung

Mit der ständig wachsenden Zahl von Achillessehnenrupturen, die von den meisten Autoren auf den modernen Massensport und die steigenden Anforderungen im Leistungssport zurückgeführt wurde (Witt, 23 u.a.), bekam die Frage nach der Belastbarkeit menschlicher Achillessehnen zunehmende Bedeutung.

Die Ergebnisse der bisher durchgeführten Reißfestigkeitsprüfungen konnten jedoch nicht restlos überzeugen, da insbesondere das Problem der Sehnenverankerung nicht befriedigend gelöst war. Ein Reiß in freier Sehnenlänge, wie man ihn bei spontanen Rupturen der Achillessehne meist vorfindet (Witt 22), konnte nur dadurch erreicht werden, daß man Sollreißstellen erzeugte, deren Belastbarkeit noch geringer war als die der Verankerungsstellen. Die so bei statischer, d.h. langsam ansteigender Belastung erzielten maximalen Belastungswerte lagen dementsprechend sehr viel niedriger als die, die Frank (3) und Grafe (4) angeben. Diese errechneten, daß die Achillessehnen trainierter Sportler Belastungen von mehr als 500 kp ohne Ruptur überstehen können.

Das Ziel dieser Arbeit war, neben der Untersuchung des elastischen Verhaltens menschlicher Achillessehnen vor allem deren Reißfestigkeit bei statischer Belastung unter Versuchsbedingungen zu überprüfen, die es ermöglichen, einen Reiß in freier Sehnenlänge auch dann zu erzeugen, wenn keine Sollreißstellen gesetzt und auch sonst keine Maßnahmen getroffen wurden, die zu einer Schwächung der Sehnen und damit zu einer Verfälschung der Ergebnisse geführt hätten.

I. Anatomische Vorbemerkungen

Die Achillessehne ist die kräftigste Sehne des menschlichen Körpers. Ihre Länge beträgt 6 bis 10 cm (14,15). Die Sehne geht proximal mit einem breiten Sehnenspiegel in den M. triceps surae über. Nach distal verjüngt sich die Sehne, wird jedoch 3 bis 5 cm oberhalb ihrer Ansatzstelle am Calcaneus wieder breiter und bildet so insgesamt eine sog. "Sanduhrform". Der Bereich, in der sich die Sehne verjüngt, wird "Sehnentaille" genannt.

Sehnen, die große Kräfte übertragen, befestigen sich nicht am Periost. Ihre Fasern verankern sich als Sharpeysche Fasern im Knochen selbst (12). Die Fasern strahlen am Calcaneus senkrecht in das Knochengewebe ein. An der Sehnenansatzzone wird zwischen Knochen und Sehne während des Knochenwachstums Faserknorpel entsprechend dem Sehnenzug angebaut. Die Lage der Knochen trabekel an den "Spongiosatuberositäten" (9) wird von der Zugrichtung der dort ansetzenden Sehnen bestimmt (6). Die Sehne ist in den Knorpel eingebaut und wird nach Umbau des Knorpels in Knochen in analoger Weise in diesen eingebaut (2). Ein Teil des Knorpels bleibt aber erhalten, sodaß dem Ansatz der Sehnenfasern im Knochen eine "halbstarre", verkalkte Knorpelschicht, und dieser wiederum eine unverkalkte "hochelastische" Schicht vorgelagert ist. Der in diesen drei Schichten verankerte Sehnenansatz ist geeignet, als Biegungspuffer zu wirken, wodurch Scherwirkungen weniger zur Geltung kommen können (13). Ein weiteres Sicherheitssystem am Sehnenansatz ist dadurch gegeben, daß ein "schädlicher Winkel" im Sinne Molliers (8) vermieden wird, indem der Knochen bei Sehnenzug eine wenn auch geringe Möglichkeit der Drehung besitzt, wodurch sich der Einstrahlungswinkel der Sehnenfasern der Zugrichtung an der Sehne optimal anpassen kann.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Der Feinbau der Sehne trägt plötzlichen Krafteinwirkungen in besonderem Maße Rechnung. Die intrafibrillären Längselemente sind in unbelastetem Zustand in einem etwa rautenförmigen Maschenwerk angeordnet. Bei plötzlicher Belastung wird ein Teil der Energie dadurch abgefangen, daß die Maschen flachgezogen werden müssen, bevor sich die volle Zugspannung an der gesamten Sehne auswirken kann.

II. Physikalisch - anatomische Vorbemerkungen

Bei Belastung einer Sehne nimmt deren Länge allmählich zu. Eine Längenzunahme von 18 %o ist relativ rasch erreicht. Bis zu 42%o erfolgt die weitere Längenzunahme langsam und gleichmäßig. Von da an dehnt sich die Sehne in einer Weise, die an das sog. Fließen von Metallen erinnert (17).

Die Dehnungen von Sehnen können in vivo so groß sein, daß sie nur knapp unter der Zerreißdehnung bleiben (17).

In der Literatur findet man Angaben über die Zugfestigkeit von Sehnen, die von 5,0 bis 13,0 kp/mm² reichen (17). Rollhäuser (10, 11) ermittelte die Zugfestigkeit von Erwachsenensehnen mit 4,0 bis 11,0 kp/mm² (Durchschnitt: 9,0 kp/mm²). Das Maß für den elastischen Widerstand gegen Dehnung ist der Elastizitätsmodul. Der Widerstand ist proportional der Verlängerung ($E = \frac{F}{\epsilon}$). Kommt es während der Dehnung zu einer Änderung des Widerstands, so ergibt sich für den Elastizitätsmodul $E = \frac{dF}{d\epsilon}$.

III. Methode

Untersuchungsmaterial:

Das Untersuchungsmaterial stammte aus dem Gerichtsmedizinischen und dem Pathologischen Institut der Universität München. Alter, Geschlecht, Todesursachen und vorausgegangene Erkrankungen der Verstorbenen waren bekannt. Die Sehnen wurden wenige Stunden post mortem samt Wadenmuskulatur und Calcaneus entnommen. Sie wurden in Tücher verpackt, die mit physiologischer Kochsalzlösung getränkt waren. Dann wurden sie unverzüglich in den Versuchsraum¹ gebracht und auf ihre Belastbarkeit geprüft.

Bevor die Sehnen in die für deren Fassung erforderlichen Vorrichtungen eingebracht wurden, wurden Sehnenspiegel, Sehne und Knochen sorgfältig von Muskulatur bzw. Binde- und Fettgewebe freipräpariert. Nach dem Riß der Sehnen wurden aus diesen sowie aus den Fersenbeinen Gewebsproben für die histologische Untersuchung² entnommen. Die Sehnenproben wurden nahe der Rißstelle, die Knochenproben aus dem Bereich des Sehnenansatzes entnommen.

Konnten histologische Veränderungen im Sehnengewebe nachgewiesen werden, so wurden Ergebnisse, die an den zugehörigen Sehnen erzielt worden waren, nicht verwertet.

¹ Die Versuche wurden im Materialprüfamt für Maschinenbau der Technischen Universität München (Direktor: Prof. Dr.ing., Dr.rer.nat.h.c. Neuber) durchgeführt.

² Die Gewebsproben wurden im Pathologischen Institut der Universität München (Direktor: Prof.Dr.med. M. Eder) histologisch untersucht.

IV. Untersuchungstechnik

A. Apparatur¹:

1) Haltemechanismus:

a) Fassung des Sehnenspiegels

Die Hauptschwierigkeit bestand darin, zu erreichen, daß der im Verhältnis zu den übrigen Sehnenabschnitten leicht verletzbare Sehnenspiegel nicht einriß, bevor es zu einem Riß in der freien Sehnenlänge kam. Die Gefahr war umso größer, als sich in Vorversuchen gezeigt hatte, daß die kerbende Wirkung der Halterung fast immer die Bildung einer unerwünschten "Sollrißstelle" zur Folge hatte. Diese Schwierigkeit konnte durch gute Ausnutzung der relativ großen Fläche des Sehnenspiegels ausgeglichen werden. Dementsprechend wurde ein Haltebacken konstruiert, dessen Rundstäbe an den beiden Backenteilen (Abb. 1) bei Schließung des Backens ineinandergriffen.

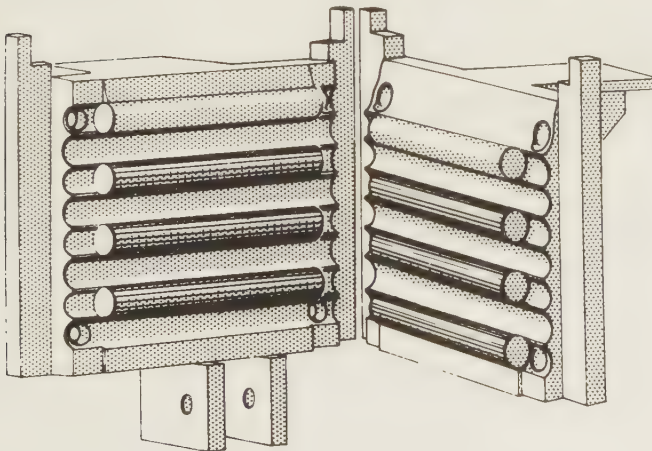


Abb. 1: Haltebacken zur Fixierung des Sehnenspiegels.

¹ Die physikalischen Berechnungen, technischen Ausführungen und die Prüfung der Halteapparatur erfolgten im Institut für Konstruktionstechnik der Technischen Universität München (Vorstand: Prof.Dr.Ing. Rodenacker).

Der Sehnenspiegel wurde so im Backen befestigt, daß die Achsenrichtung der Rundstäbe senkrecht zur Längsachse der Sehne stand. Die beiden Backenteile wurden durch Verschraubung geschlossen und gegeneinander gepreßt. Die Verschraubung erfolgte mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels, damit sich der Druck möglichst gleichmäßig auf die ganze Fläche des Sehnenspiegels verteilen konnte.

Der Sehnenspiegel wurde im Backen durch mechanische Reibung festgehalten ($R = \mu \cdot G$). Die glatte und feuchte Oberfläche des Sehnenspiegels bewirkte, daß der Reibungskoeffizient primär sehr niedrig war. Um eine ausreichende Reibung R zu erzielen, hätte die Kraft G durch entsprechend starkes Aneinanderpressen beider Backenteile stark erhöht werden müssen. Dies war jedoch nur begrenzt möglich, da die Sehne sonst an ihrer Verankerungsstelle durch kerbende Wirkung geschwächt worden wäre. Es war aber möglich, den Reibungskoeffizienten zu erhöhen. Dies wurde durch die Gestaltung des Backens erreicht:

- 1) Verdoppelung der Reibfläche (2 Backenteile):

$$R = 2 \mu \cdot G$$

- 2) Vervielfachung des Umschlingungsprinzips (siehe Rundstäbe, Abb. 1):
- $$\frac{R_1}{R_2} = e^{\mu \cdot \alpha}$$

- 3) Gestaltung der Feinstruktur der Reibflächen (siehe Abb.1):
Erhöhung von : $R = 2 \mu^* \cdot G$

b) Fassung des Calcaneus

Zur Befestigung der Calcanei wurden diese in den in Abbildung 2 dargestellten Metallkasten eingebracht.

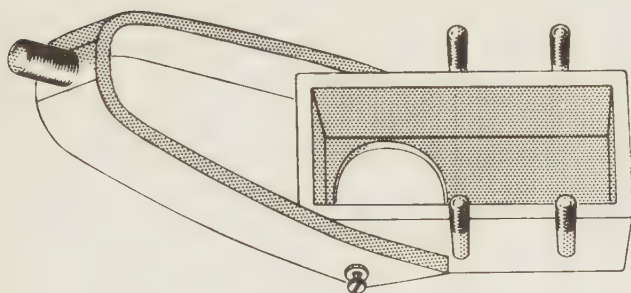


Abb. 2: Metallkasten zur Fixierung des Calcaneus

Die Sehnen verließen den Kasten durch die Öffnung am Boden desselben. Der Ausgleich der Inkongruenzen zwischen den einzelnen Calcanei und dem Innenraum des Kastens wurde jeweils mit dem autopolimerisierenden Kunststoff Palavit - M[®] der Firma Kulzer erreicht. Die Isolierung des Autopolimerisates gegen Metall und Knochen, sowie der Schutz des Kunststoffes vor Feuchtigkeit, erfolgte durch dünne, entsprechend vorbereitete PVC-Folien. Bevor die Erhitzung während der Polymerisation einsetzte, war schon eine gewisse Formkonstanz des Kunststoffes erreicht. Das war wichtig, da zur Vermeidung von temperaturbedingten Veränderungen am Knochen der Kunststoff mehrzeitig eingebracht werden bzw. die Calcanei vor Erwärmung des Kunststoffes zwischenzeitlich entnommen werden mußten.

An der Stelle, an der die Sehnen den Kasten verließen, wurde der Kunststoff ausgespart. Es wurde darauf geachtet, daß

die Sehnen während der Belastung keinen Kontakt mit der Haltevorrichtung (Metall oder Kunststoff) bekommen konnten. Eine aufschraubbare Deckplatte aus Metall diente zur Stabilisierung des Kunststoffes.

Die auf Abbildung 2 erkennbare Gabel war fest mit dem Kasten verbunden. Sie diente zur Befestigung an der hydraulischen Zugmaschine (siehe später). Die Gabel war derart mit dem Kasten verbunden, daß zwischen der Zugrichtung an der Sehne und der Längsachse des Calcaneus ein Winkel von etwa 45 Grad bestand. Die Sehnen wurden so in den Haltevorrichtungen fixiert, daß sich immer eine freie Sehnenlänge von 6 cm ergab. Dieser Abstand wurde vom Unterrand des Metallkastens bis zum Oberrand des Haltebackens gemessen.

2) Hydraulische Zugmaschine:

Der Haltebacken für die Sehnenspiegel und der Metallkasten zur Fassung der Calcanei wurden in eine hydraulisch gesteuerte Zugmaschine (O. Wolpert-Werke GmbH, Ludwigshafen) eingespannt. Die Zugkraft wurde elektronisch aufgezeichnet (Lichtstrahloszillograph, Honeywell 3508).

B. Messung der Dehnung:

Die Dehnungsmessung erfolgte durch elektronisch gesteuerte Meßfühler, die der Sehne in einem genormten Meßbereich von 2 cm aufgesetzt wurden. Vor Beginn der Dehnungsmessung wurde eine Vorlast von 20 kp erzeugt.

C. Bestimmung der Sehnenquerschnittsflächen:

Alle Sehnen wurden nach Einspannung in die Haltevorrichtungen und Einbringen in die Zugmaschine einer Vorlast von 20 kp ausgesetzt. Dann wurde von jeder Sehne eine Negativform aus der Siliconmasse Optosil[®] (Firma Bayer, hergestellt. Die Abformung konnte nur im Bereich der freien Sehnenstrecke erfolgen. Nachdem Optosil[®] einen irreversibel-elastischen Zustand erreicht hatte, konnten die Sehnen aus den Andrücken herausgenommen werden. Diese hellgrauen Siliconabdrücke wurden mit einer zweiten, dunkelblau eingefärbten Siliconmasse ausgegossen. Nach Abschluß der Polymerisation war jedes Sehnenmodell aus blauer Siliconmasse von einem Mantel aus hellgrauer Siliconmasse (Negativform) fest umschlossen. Diese sehr formstabilen Gebilde wurden senkrecht zur Längsachse der Sehnenmodelle in Scheiben von 3 mm Dicke geschnitten und diese dann photographiert (Abb.3).

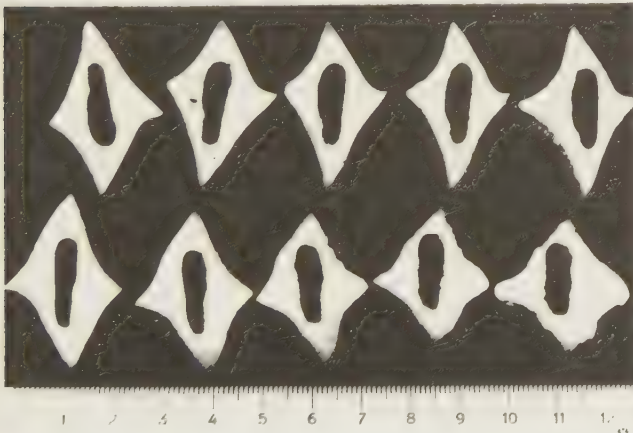


Abb. 3: Senkrecht zur Längsachse des Sehnenmodells (Siliconmasse) geschnittene Scheibchen - Die Negativformen (hell) aus Optosil[®] umschließen die Modelle der Sehnenquerschnitte aus blauer Siliconmasse (dunkel)

Die Umrisse aller Sehnenquerschnitte wurden mit Hilfe des umgekehrten Lichtmikroskopes vergrößert gezeichnet, und die Flächen planimetrisch bestimmt. Die jeweils kleinsten Querschnittflächen wurden zur Berechnung des Verhältnisses Sehnenbelastbarkeit zu Querschnittfläche herangezogen.

Durch Vergleich der bereits gerissenen Sehne mit dem Siliconmodell konnte der der Rißstelle entsprechende Bereich am Modell leicht festgelegt und somit auch die Größe der zugehörigen Querschnittfläche gefunden werden.

V. Ergebnisse¹

1) Querschnittflächen

- a) Die Stelle der kleinsten Querschnittfläche lag immer im Bereich der sog. Sehnentaille.
- b) 2 cm proximal von der Stelle des kleinsten Querschnitts war die Querschnittfläche um durchschnittlich 7,03 %, 2 cm distal um durchschnittlich 6,36 % vergrößert.
- c) Der Riß der Sehnen erfolgte meist im Bereich der Sehnentaille, also in dem Bereich, in dem auch die Stelle des kleinsten Querschnitts zu finden war.
- d) Die Querschnittfläche nahm mit zunehmendem Alter ab (Abb. 4)

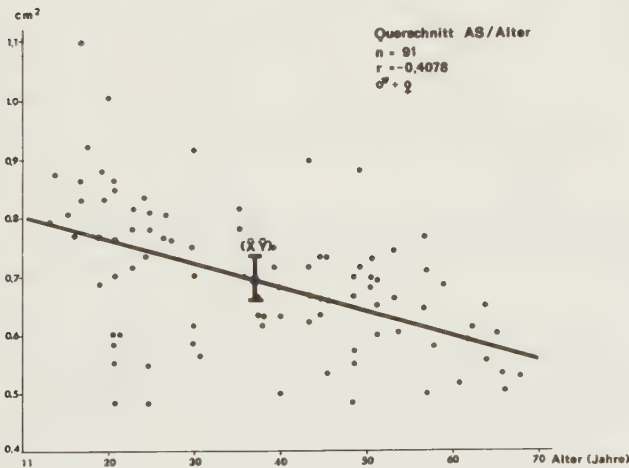


Abb. 4: Abhängigkeit der Querschnittflächen vom Alter

¹ Die Meßergebnisse wurden mit Hilfe des Computers des Anatomischen Instituts (Vorstand: Prof.Dr.H.Frick) und im Institut für Medizinische Datenverarbeitung der Technischen Universität München statistisch ausgewertet. Eine Korrelation wurde nur dann angenommen, wenn entsprechend der Zahl der Freiheitsgrade der Zufallshöchstwert überschritten wurde (5).

2) Abhängigkeit der Belastbarkeit vom Alter

Die Reißfestigkeit der Achillessehnen nahm mit zunehmendem Alter ab.

Bei $n = 56$ Sehnen ergab sich eine Korrelation von $r = -0,4376$.

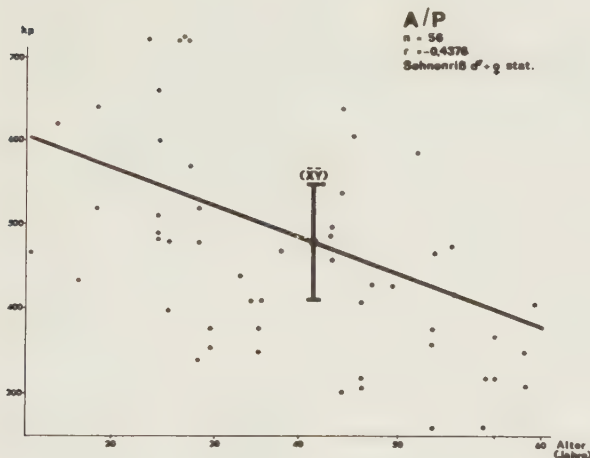


Abb. 5: Abhängigkeit der maximalen Belastbarkeit vom Alter

3) Maximale Reißfestigkeit

- Bei $n = 56$ Sehnen (männlicher und weiblicher Individuen) war der Mittelwert der maximalen Reißfestigkeit $(\bar{x}) = 437,0$ kp ($s_x = 130,5$ kp; $x_{\max} = 690$ kp).
- Die Mittelwerte der an $n = 43$ Sehnen männlicher Individuen erzielten Maximalbelastungen waren $(\bar{x}) = 461$ kp ($s_x = 133,5$ kp; $x_{\max} = 690$ kp).
- Die Mittelwerte der an $n = 13$ Sehnen weiblicher Individuen erzielten Maximalbelastungen waren $(\bar{x}) = 358$ kp ($s_x = 84,2$ kp; $x_{\max} = 640$ kp).

4. Elastizität

Die Sehnen zeigten ein typisches altersabhängiges Verhalten: Die Sehnen Jugendlicher besaßen eine höhere Dehnungsfähigkeit als die Sehnen älterer Individuen. Der Elastizitätsmodul war bei Sehnen älterer Menschen größer, die Dehnungsfähigkeit geringer, die Sehnen waren "starrer" (Abb. 6, 7, 8).

Bis zu einer Belastung von etwa 150 kp verhielten sich die Sehnen aus verschiedenen Altersgruppen ungefähr gleich (in Abb. 9 nicht dargestellt), erst bei höheren Belastungswerten wurde ein für jede Altersgruppe typisches Verhalten deutlich (Abb. 9).

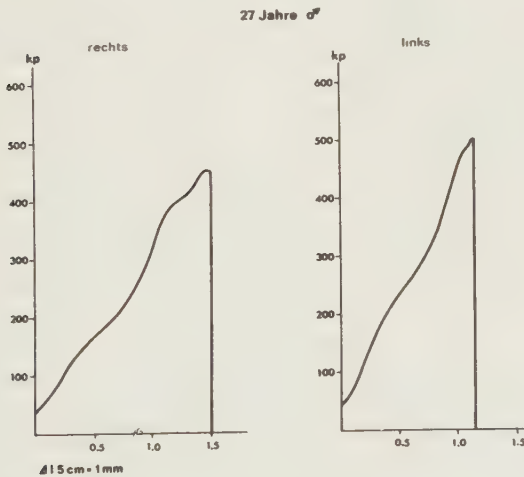
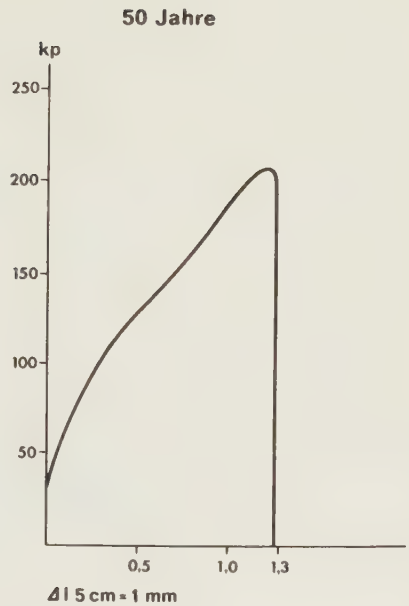


Abb. 6: Spannungs-Dehnungsdiagramm von den Sehnen eines 27-jährigen Mannes

Abb. 7: Spannungs-
Dehnungsdiagramm
von der Sehne
eines 50-jährigen
Mannes



62 Jahre σ'
rechts

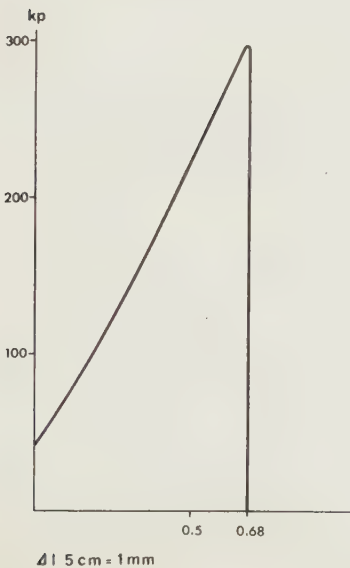


Abb. 8: Spannungs-Dehnungs-
diagramm von der Seh-
ne eines 62-jährigen
Mannes

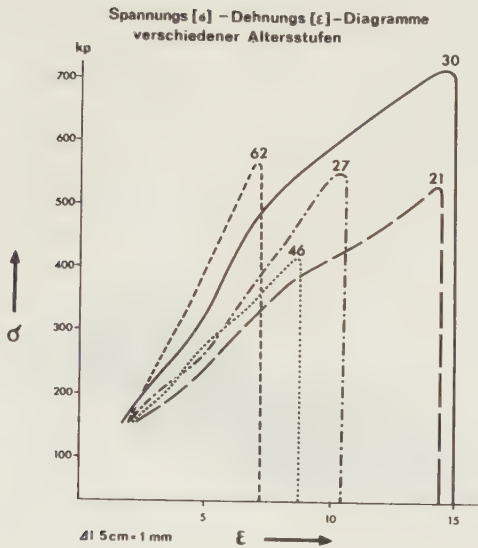


Abb. 9: Spannungs-Dehnungsdiagramme.

Die Zahlen über den Kurven geben das Alter des zugehörigen Individuums an.

5) Das Verhältnis der maximalen Reißfestigkeit zur Fläche des kleinsten Querschnitts

Für die verschiedenen Altersgruppen ergaben sich folgende Werte:

10 - 19 Jahre	$(\bar{x}) = 8,6144 \text{ kp/mm}^2$
20 - 29 Jahre	$(\bar{x}) = 8,5503 \text{ kp/mm}^2$
30 - 39 Jahre	$(\bar{x}) = 7,1123 \text{ kp/mm}^2$
40 - 49 Jahre	$(\bar{x}) = 6,9957 \text{ kp/mm}^2$
50 - 59 Jahre	$(\bar{x}) = 6,8472 \text{ kp/mm}^2$

Diese Situation wurde in Abbildung 10 graphisch dargestellt.

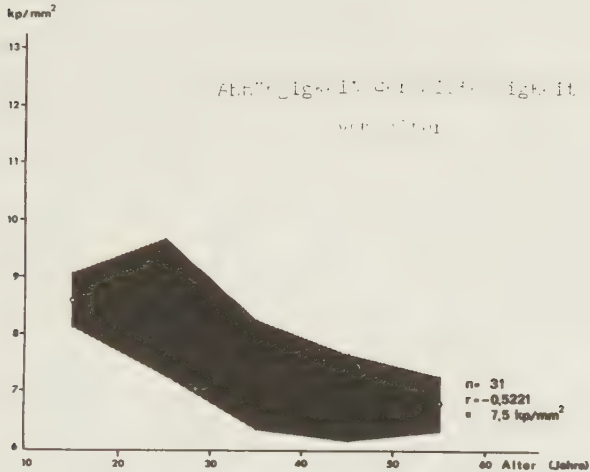


Abb. 10: Abhängigkeit der Reißfestigkeit (in kp/mm^2 ausgedrückt) vom Alter (Altersgruppen)

Bei $n = 31$ Sehnen ergab sich eine durchschnittliche Belastbarkeit von $7,5 \text{ kp/mm}^2$. Die maximale Belastbarkeit war deutlich altersabhängig ($r = -0,5221$).

In Abbildung 11 wurden die maximalen Belastungswerte, die von jeweils der rechten und linken Achillessehne desselben Individuums erzielt wurden, als Punkte im Koordinatensystem eingetragen und durch eine Gerade miteinander verbunden.

Belastbarkeit in Abhängigkeit vom Querschnitt

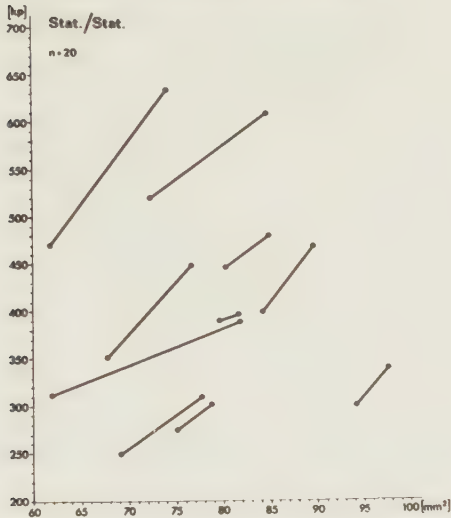


Abb. 11: Abhängigkeit der Reißfestigkeit von der Sehnenquerschnittsfläche - je zwei durch eine Gerade verbundene Punkte stellen die Reißfestigkeitswerte dar, die von der linken bzw. rechten Achillessehne desselben Individuums ermittelt wurden.

5) Knochenausrisse im Bereich der Sehnenansatzzone

Bei 12 Sehnen kam es während der Belastung zu Knochenausrisse entsprechend einer Böhler - I - Fraktur.

Auch in diesen Fällen stand die maximale Belastbarkeit pro Flächeneinheit (Sehnenquerschnittsfläche) in Beziehung zum Alter der zugehörigen Individuen (Abb. 12).

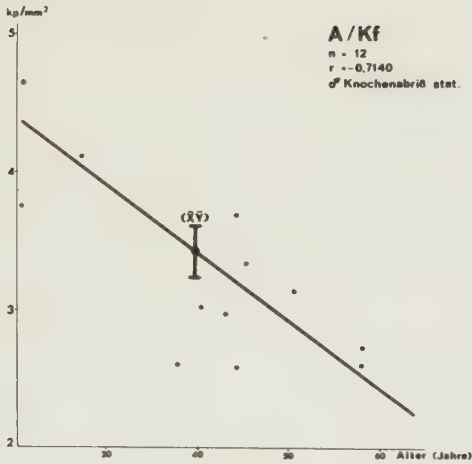


Abb. 12: Abhängigkeit der Reißfestigkeit (in kp/mm^2 ausgedrückt) vom Alter (Ausriß des Knochens an der Sehnenansatzzone)

Der Mittelwert (kp/mm^2) bei $n = 12$ Sehnen war $(\bar{x}) = 3,47 \text{ kp/mm}^2$; ($s_x = 1,52 \text{ kp/mm}^2$). Die Belastbarkeit war altersabhängig ($r = -0,7140$).

VI. D i s k u s s i o n

Bestimmung der Querschnittflächen:

Zur Festlegung der Stelle der kleinsten Querschnittfläche wurde bisher häufig versucht, die Stelle des kleinsten Sehnenumfanges mit Hilfe eines Seidenfadens zu finden. Dieser wurde an mehreren Stellen um die Sehne gebunden, verknotet und durchschnitten. Der kleinste Umfang konnte nun leicht gemessen werden. An der Stelle des so ermittelten kleinsten Umfanges wurde mit der Schublehre der größte und kleinste Durchmesser (a und b) bestimmt. Nach der Formel für die Fläche einer Ellipse ($F = \pi \cdot a \cdot b$) wurde die Fläche berechnet. Stucke (16) und Wille (21) bestimmten ebenfalls den größten und kleinsten Durchmesser der Sehne mit der Schublehre. Gemessen wurde in einem definierten Abstand vom Oberrand des Calcaneus. Auch hierbei sollte (im Bereich der Sehnentaille) die Stelle der kleinsten Querschnittfläche ungefähr gefunden werden. Die Flächenberechnung wurde nach der Formel für die Quadratfläche vorgenommen.

Nun zeigten aber unsere Ergebnisse, daß die Querschnittflächen nur wenig Ähnlichkeit mit der Form einer Ellipsenfläche hatten (Abb. 3) und vor allem, daß die Umrißbilder der Querschnitte sich kontinuierlich veränderten. Demzufolge konnte an der Stelle des kleinsten Umfanges nicht unbedingt mit der kleinsten Querschnittfläche gerechnet werden. Auch ein in definiertem Abstand vom Calcaneusoberrand, stets im Bereich der Sehnentaille liegender Querschnitt mußte nicht unbedingt die wirklich kleinste Fläche besitzen, wenn auch nach unseren Ergebnissen die kleinste Querschnittfläche meist im Bereich der Sehnentaille lag. Die Notwendigkeit, durch Bestimmung möglichst vieler Querschnittflächen die tatsächlich kleinste zu finden, wurde dadurch noch deutlicher, daß bereits 2 cm proximal von der Stelle des kleinsten Querschnitts die Querschnittflächenvergrößerung mit durchschnittlich 7,03 %, 2 cm distal mit durchschnittlich 6,36 % ermittelt wurde. Durch die Her-

stellung von Sehnenmodellen konnte die Stelle der kleinsten Querschnittfläche verhältnismäßig genau festgelegt werden. Die Grenze der Genauigkeit lag darin, daß die Modelle aus mehreren Gründen nicht beliebig dünn geschnitten werden konnten. Ungenauigkeiten, die durch die Abdrucknahme und den Werkstoff bedingt waren, spielten in dieser Hinsicht eine ganz untergeordnete Rolle.

Weitere Vorteile dieser Methode waren, daß auch nach dem Riß der Sehne die Stelle der kleinsten Querschnittfläche und deren Größe, sowie die Rißstelle und deren Querschnittfläche bestimmt werden konnten. Nur so war es möglich, die Rißfestigkeit jeweils auf die wirklich kleinste Querschnittfläche zu beziehen und somit vergleichbare und genaue Ergebnisse über die Belastbarkeit pro Flächeneinheit des Sehnenquerschnitts zu erhalten.

Vor Bestimmung der Querschnittflächen wurde von Stucke, Wille u.a. wie auch hier in den Sehnen eine Zugspannung durch das Anbringen einer Vorlast erzeugt.

Dies hatte folgende Vorteile:

- a) Formänderungen und damit Querschnittveränderungen, die durch äußere mechanische Einwirkungen erzeugt wurden, erfolgten in gleicher und vergleichbarer Weise.
- b) Durch die Zugspannung wurde die Sehne gestreckt und die Gewebselastizität erhöht. Dadurch war die Längsachse der Sehne sicherer bestimmbar und die Gefahr einer etwaigen Kompression beim Anlegen von Meßinstrumenten oder beim Anbringen einer Abformmasse wurde geringer.

Bei der Polymerisation des Abdruckmittels Optosil[®] entsteht keine Hitze, weshalb eine thermische Schädigung der Sehne nicht erfolgen konnte. Thermische oder chemische Schädigungen des Sehnenmaterials konnten zudem aufgrund histologischer Untersuchungen ausgeschlossen werden (Abb. 13). Dies war von besonderem Interesse, da die Sehnen anschließend auf ihre Belastbarkeit geprüft wurden.



Abb. 13: Histologisches Bild von Sehngewebe, das bei der Abformung der Sehne mit Optosil[®] unmittelbaren Kontakt mit diesem hatte. Es sind keine Veränderungen erkennbar (H.E. - Färbung, Vergr. 400-fach).

Die Genauigkeit der Querschnittflächenbestimmungen wurde überprüft, indem an einem Rundstab mit bekannter Querschnittfläche (Durchmesser 1 cm) nach der gleichen Methode 60 Flächenbestimmungen durchgeführt wurden. Das arithmetische Mittel aus diesen 60 Werten lag um 0,8 % höher als die tatsächliche Flächengröße. Alle 60 Einzelbestimmungen ergaben erhöhte Werte. Der Höchstwert war um 0,9 %, der niedrigste Wert um 0,7 % zu hoch. Durch die Wahl eines genaueren und leichter fließenden Abdruckmittels hätten möglicherweise noch genauere Ergebnisse erzielt werden können. Die hier erzielte Genauigkeit war jedoch für diese Untersuchung völlig ausreichend.

Maximale Reißfestigkeit

Albrecht (1) und Stucke (16) fanden eine mittlere statische Belastbarkeit von $(\bar{x}) = 4,67 \text{ kp/mm}^2$. Die von uns erzielte mittlere Belastbarkeit war mit $(\bar{x}) = 7,5 \text{ kp/mm}^2$ bedeutend höher. Ein entscheidender Grund hierfür war sicherlich, daß z.B. Albrecht und Stucke an der Sehnentaille Einschnitte von genormter Tiefe anbringen mußten, um zu erreichen, daß die Reißstelle in den Bereich der freien Sehnenlänge zu liegen kam. Die Einschnidungen bewirkten, daß die Belastbarkeit der Sehnen an den Stellen der Sehnenverankerung größer war als in der freien Sehnenlänge.

Die von uns verwendeten Haltevorrichtungen waren so konstruiert, daß die Sehnen auch ohne Setzen einer Sollreißstelle im allgemeinen in der freien Sehnenlänge rissen. Eine optimale Verankerung am Sehnen Spiegel konnte durch entsprechende Veränderung des Reibungskoeffizienten erreicht werden. Für die Fassung der Calcanei war entscheidend, daß für jeden einzelnen Calcaneus eine individuell angepaßte Verankerung hergestellt wurde. Das hatte zur Folge, daß während der Belastung der Sehnen unkontrollierte Drehbewegungen der Calcanei (und folglich auch Veränderungen der Einstrahlungswinkel der Sehnenfasern in den Knochen) weniger ausgeprägt waren. Die formschlüssige Verankerung hatte weiterhin zur Folge, daß Zug- und Druckspannungen, die während der Sehnenbelastung im Knochen auftraten, günstiger verteilt waren, als wenn nur ein Teil der Knochenoberfläche Kontakt mit der Haltevorrichtung gehabt hätte. Letztlich war sicherlich auch die Beachtung eines 45-Grad-Winkels zwischen Längsachse der Calcanei und Zugrichtung an der Sehne - entsprechend einer Dorsalflexion des oberen Sprunggelenkes von 15 - 20 Grad - dafür verantwortlich, daß Knochenabrisse und -zertrümmerungen vor Erreichen der maximalen Sehnenbelastbarkeit nur noch dann vorkamen, wenn die Calcanei deutlich osteoporotisch verändert waren.

Sicher hatte auch die Dauer der Belastung einen Einfluß auf die maximale Belastbarkeit. Bisher erfolgte die Belastung oft über

mehr als eine Stunde hinweg, wodurch es möglicherweise zu einer langsamen Veränderung der Sehnenstruktur kommen konnte. Eine Höchstbeanspruchung der Achillessehne über so lange Zeiträume ohne zwischenzeitliche Entspannung ist aber in vivo selbst unter extremen Bedingungen nicht zu erwarten. Wir steigerten die Belastung innerhalb einer Minute bis zur Belastbarkeitsgrenze. Die Gegenüberstellung einer von uns im Experiment gerissenen Sehne mit Bildern von subcutanen traumatischen Rupturen zeigt, daß es sich um durchaus vergleichbare Bilder handelt (siehe Abb. 14). Die von uns erzielten maximalen Belastungswerte stehen zudem in Einklang mit den eingangs erwähnten Berechnungen von Frank (3) und Grafe (4).



a



b

- Abb. 14: a) Typisches Bild einer von uns im Experiment gerissenen Sehne
- b) Bilder von subcutanen Achillessehnenrupturen (intracoperative Darstellungen aus einer Dokumentationsreihe von Priv.-Doz. Dr. K. Wilhelm)

Verhältnis der maximalen Reißfestigkeit zur Fläche des kleinsten Querschnitts

Die Kräfte, die aufgebracht werden mußten, um die Sehnen zum Reißen zu bringen (maximale Belastbarkeit), waren Ausdruck sowohl der mechanischen Eigenschaften von Sehngewebe als auch der Materialmenge, Materialverteilung und Materialanordnung in jeder Sehne. Da bei demselben Individuum jeweils die Sehne einer höheren Belastung standhalten konnte, die eine größere "kleinste Querschnittfläche" besaß (siehe Abb. 11), und man andererseits bei beiden Achillessehnen desselben Individuums im allgemeinen "qualitativ" gleiches Sehngewebe annehmen konnte, war hiermit ein Hinweis dafür gegeben, daß die Belastbarkeit von der Größe der Querschnittfläche abhängig war.

Um in bezug auf die Festigkeit des "Materials" Sehngewebe besser vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, wurden die maximalen Belastungswerte im Verhältnis zur jeweils kleinsten Querschnittfläche ausgedrückt. Diese Werte zeigten eine eindeutige Altersabhängigkeit ($r = -0,5221$; Abb. 10). Die geringere maximale Belastbarkeit der Sehnen mit zunehmendem Alter ($r = -0,4376$; Abb. 5) konnte dementsprechend nicht nur auf die im Alter kleiner werdenden Querschnittflächen ($r = -0,4078$; Abb. 4) bezogen werden. Vielmehr schien auch die "Materialfestigkeit" des Sehngewebes mit zunehmendem Alter abzunehmen.

Knochenabrisse

Bei 12 Sehnen kam es nicht zu einem Riß der Sehne, sondern zu einem Abriß des Knochens am Sehnenansatz (dem Bild einer Böhler - I - Fraktur sehr ähnlich). In den Fällen einer nachgewiesenen Osteoporose kam es (mit einer Ausnahme) während der Belastung immer zu einer Knochenfraktur. In dem einen Fall, in dem ein osteoporotisch veränderter Calcaneus nicht frakturierter, riß die Sehne bereits bei einer Belastung von 200 kp.

Der Anteil von Knochenabrissen war demgemäß im Experiment ungleich höher als in vivo. Dieses Mißverhältnis ließ sich nicht allein dadurch erklären, daß in allen Fällen, in denen es zu einem Knochenausriß kam, histologisch eine Osteoporose nachgewiesen werden konnte. Sicher aber spielte die Tatsache eine Rolle, daß sich Personen, deren Knochengewebe infolge Alters oder entsprechender Erkrankungen in stärkerem Ausmaß osteoporotisch ist, im allgemeinen sportlich weniger intensiv beschäftigen, keinesfalls aber Hochleistungssport betreiben. Dieser Personenkreis wird im Gegenteil von vornherein derartige Belastungen nach Möglichkeit vermeiden. Die in der Klinik erfaßten Zahlen subcutaner Achillessehnenrupturen stützen sich also wahrscheinlich auf einen von vornherein ausgewählten Personenkreis, deren Knochen (bzw. Calcanei) nur selten stärker osteoporotisch verändert waren, während das von uns verwendete Untersuchungsmaterial schon allein infolge Alters häufiger eine ausgeprägte Osteoporose aufwies. Selbstverständlich konnte aber letztlich auch unsere Versuchsanordnung nicht genau die Verhältnisse in vivo imitieren, was sicher ein weiterer Grund für die verhältnismäßig hohe Zahl von Knochenausrissen war.

Zur richtigen Beurteilung der von uns durchgeführten Achillessehnenbelastungsversuche bzw. der hierbei erzielten Rißfestigkeitswerte muß berücksichtigt werden, daß die Beanspruchung der Achillessehne in vivo - insbesondere bei den Bewegungsabläufen, die zu einer subcutanen Ruptur der Sehne führen - fast immer kurzzeitig, "impulsartig" erfolgt (Wilhelm 20).

Eine länger andauernde, kontinuierliche Höchstbelastung ohne Entspannungsphasen wird kaum vorkommen. Die von Mc Master (7) u.a. experimentell erzeugten Belastungsformen (Dauerbelastungen von mehr als einer Stunde) sind selbst unter den extremen Bedingungen des Leistungssports undenkbar.

Die von uns erzeugte Belastungsform (Belastungsdauer weniger als eine Minute) kommt den Bedingungen, unter denen es in vivo zum Riß der Achillessehne kommt, zwar wesentlich näher, ist aber nach Wilhelm immer noch zur "statischen" Belastungsform zu rechnen.

Nur "dynamische", d.h. impulsartige Belastungen, können im Experiment die Belastungsform nachahmen, die in vivo einen Riß der Achillessehne herbeiführt (Wilhelm).

Zusammenfassung

Es wurde das Verhalten von 56 Achillessehnen männlicher und weiblicher Individuen bei statischer Belastung untersucht. Die Belastung wurde solange gesteigert, bis es zum Riß der Sehne kam. Die Belastungsdauer war nie länger als eine Minute. Die erzielten Rißfestigkeitswerte lagen mit $7,5 \text{ kp/mm}^2$ wesentlich höher als die, die in früheren Untersuchungen ermittelt wurden ($4,67 \text{ kp/mm}^2$). Rißfestigkeitswerte, Querschnittflächen und Dehnungsfähigkeit nahmen mit zunehmendem Alter ab.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

- 1) Albrecht, P.: Über die subcutane Zerreißung der Achillessehne.
Arch.Orthop.Chir. 23 (1925) 359
- 2) Altmann, K.: Zur Frage der Bauart und der mechanischen Beanspruchung mikroskopischer Muskelsehnen.
Zschr. Anat. Entw. 124 (1963) 57
- 3) Frank, E.: Über den neuen, typischen Unterschenkelbruch beim Skilauf.
Chir. Prax. 4 (1960) 447
- 4) Grafe, H.: Aspekte zur Ätiologie der subcutanen Achillessehnenrupturen.
Zbl. Chir. 94 (1969) 1073
- 5) Koller, S.: Graphische Tafeln zur Beurteilung statistischer Zahlen.
Darmstadt: Steinkopff 1953
- 6) Laux, G.: Les actions dynamiques des muscles et des ligaments sur l'architecture des os.
Ann. d'Anat.Pathol. 4 (1930) 1
- 7) Mc Master, P.E.: Tendon and muscle ruptures. Clinical and experimental studies on the causes and location of subcutaneous ruptures
J. Bone It.Surg. 15 (1933) 105
- 8) Mollier, G.: Beziehungen zwischen Form und Funktion der Sehnen im Muskel-Sehnen-Knochen-System
Morph. Jb. 79 (1937) 161
- 9) Petersen, H.: Die Organe des Skelettsystems in: Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen
Hrsg.: v. Möllendorf 2 T. 2 1930
- 10) Rollhäuser, H.: Die Festigkeit menschlicher Sehnen nach Quellung und Trocknung in Abhängigkeit vom Lebensalter.
Morph. Jb. 90 (1952) 180

- 11) Rollhäuser, H.: Konstitutions- und Altersunterschiede in Festigkeit kollagener Fasern
Morph. Jb. 90 (1950) 157
- 12) Schneider, H.;
P.F. Grilli: Die Ätiologie und Pathogenese der Achillodynie
Zschr. Orthop. 86 (1955) 595
- 13) Schneider, H.;
V. Corradini: Die Abnützungserkrankungen der Sehnen und ihre Therapie
Stuttgart: Thieme 1959
- 14) Schnorrenberg, G.: Über die Gefäßversorgung der Achillessehne
Morph. Jb. 103 (1962) 428
- 15) Schönbauer, H.R.: Gedeckte Achillessehnenrisse
Wiederherst. Chir. Traum.
8 (1964) 160
- 16) Stucke, K.: Über das elastische Verhalten der Achillessehne im Belastungsversuch
Langenb. Arch. Klin. Chir. 265 (1956) 579
- 17) Triefel, H.: Einführung in die physikalische Anatomie Bd. 1
Wiesbaden: Bergmann 1902
- 18) Triefel, H.: Die trajektoriellen Strukturen
Wiesbaden: Bergmann 1902
- 19) Wertheim, M.G.: Memoir sur l'elasticité et la cohesion des principaux tissus du corps humain
Ann. Chim. Phys. 21 (1847) 385
- 20) Wilhelm, K.: Die statische und dynamische Belastbarkeit der Achillessehne
Res. Exp. Med. 157 (1972) 221
- 21) Wille, E.: Experimentelle Versuche über die Reißfestigkeit der menschlichen Achillessehne am Knochen-Sehnen-Muskelpräparat
München: Med. Diss. 1965
- 22) Witt, A.N.: Sehnenverletzungen und Sehnen-Muskel-Transplantationen S. 83
München: Bergmann 1953
- 23) Witt, A.N.: Klinik und operative Behandlung der Sehnenzerreißen
H. Unfallheilk. 91 (1956) 262

Herrn Prof. Dr. G. Heberer danke ich für die Arbeitsmöglichkeit an seiner Klinik.

Herrn Priv.-Doz. Dr. K. Wilhelm danke ich sehr herzlich für die freundliche Überlassung des Themas und die jederzeit gewährte Hilfe und Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. H. Frick für sein stets großzügiges Entgegenkommen und das freundliche Einverständnis zur Fertigstellung dieser Arbeit an seinem Institut sowie für seine Hilfe bei der statistischen Auswertung des Zahlenmaterials.

Herrn Prof. Dr.ing. Dr.rer.nat.h.c. Neuber und Herrn Prof. Dr.ing. Heckel danke ich für die freundliche Genehmigung zur Durchführung der Versuche im Materialprüfamt für Maschinenbau der Technischen Universität München.

Ferner möchte ich mich bei Herrn Dr.ing. Teubel für den vielfach gewährten fachlichen Rat bedanken.

L e b e n s l a u f

Am 6. April 1943 wurde ich als drittes Kind des Arztes Dr. med. Ernst Steger und seiner Ehefrau Anneliese, geborene Zimmermann, in Mühldorf/Inn geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule trat ich 1953 in die Städt. Oberrealschule Mühldorf ein. Im Jahre 1962 legte ich an der Städt. Oberrealschule Burghausen/Salzach die Reifeprüfung ab. Im Wintersemester 1962/63 begann ich mit dem Studium der Medizin an der Ludwig Maximilians-Universität in München, wo ich 1963 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und im Frühjahr 1965 die ärztliche Vorprüfung ablegte.

Das erste klinische Semester verbrachte ich an der Universität Wien. Anschließend setzte ich mein Studium an der Universität München fort und beendete es 1968 mit ärztlicher Prüfung und Promotion.

Die Medizinalassistentenzeit absolvierte ich an der Chirurgischen Klinik der Universität München, am Kreiskrankenhaus Altötting und am Institut für Physikalische Therapie und Röntgenologie der Universität München.

Im Jahre 1968 begann ich mit dem Studium der Zahnheilkunde. Die zahnärztliche Prüfung legte ich im Herbst 1971 ab. Die Bestallung als Zahnarzt wurde mir im November 1971, die Approbation als Arzt im Februar 1972 erteilt.

Ab Oktober 1971 war ich als wissenschaftlicher Assistent am Anatomischen Institut der Universität München beschäftigt. Meine dortige Tätigkeit beendigte ich im Oktober 1972, um nach Ableistung der Pflichtassistentenzeit in der kassenzahnärztlichen Praxis im Mai 1973 an der Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universität München mit meiner Fachausbildung für Kieferorthopädie zu beginnen.

